

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5467754号
(P5467754)

(45) 発行日 平成26年4月9日(2014.4.9)

(24) 登録日 平成26年2月7日(2014.2.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)**G 0 2 B 23/24 (2006.01)****H 0 4 N 1/60 (2006.01)****H 0 4 N 1/407 (2006.01)****H 0 4 N 1/46 (2006.01)**

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 1/40 D

H 0 4 N 1/40 1 0 1 E

H 0 4 N 1/46 Z

請求項の数 11 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-274566 (P2008-274566)
 (22) 出願日 平成20年10月24日(2008.10.24)
 (65) 公開番号 特開2010-36017 (P2010-36017A)
 (43) 公開日 平成22年2月18日(2010.2.18)
 審査請求日 平成23年6月20日(2011.6.20)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-177943 (P2008-177943)
 (32) 優先日 平成20年7月8日(2008.7.8)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用信号処理装置および電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

R G B 信号の入力値と出力値との間の対応を R G B 毎に規定する R、G、B トーンカーブを制御して階調を補正する階調補正手段を備え、

前記 R トーンカーブは、前記 R 信号の入力値が相対的に低い低領域で出力値を集約するとともに相対的に高い高領域で出力値を分散し、

前記 G、B トーンカーブは、前記 G、B 信号の入力値が相対的に低い低領域および高い高領域で出力値を集約するとともに中間領域で出力値を分散する

ことを特徴とする電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 2】

前記 R 信号の高領域が、前記 G、B 信号の中間領域よりも高い領域を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 3】

少なくとも、前記 B 信号の中間領域が前記 G 信号の中間領域よりも高い領域、または前記 G 信号の中間領域が前記 B 信号の中間領域よりも低い領域を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 4】

前記 G、B 信号の中間領域と前記 R 信号の高領域との間に共有される領域が存在しないことを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 5】

10

20

前記 G トーンカーブと前記 B トーンカーブとが等しいことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 6】

前記 G、B 信号の中間領域と前記 R 信号の高領域との間に共有される領域が存在することを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 7】

前記 R、G、B トーンカーブの選択を、観察部位に対応する観察モードの選択により行う観察モード選択手段を備えることを特徴とする請求項 1～6 の何れか一項に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 8】

前記観察モードが、少なくとも胃を観察するための胃部モード、大腸を観察するための大腸モード、観察部位を自動検出するオートモードの何れかを含むことを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 9】

前記 R、G、B トーンカーブが、胃の観察に用いられることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 10】

前記 R、G、B トーンカーブが、大腸の観察に用いられることを特徴とする請求項 5 または請求項 6 の何れかに記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 11】

請求項 1 乃至請求項 10 の何れか一項に記載の電子内視鏡用信号処理装置を備えた電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置における画像信号の処理に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡装置では、例えば血管や病変部の特徴をより鮮鋭化するために、狭帯域の照明光を用いて、特定帯域の分光画像を得るものが知られている（特許文献 1 参照）。しかし、このような構成では、特殊な光源を用意する必要があるため、コスト高になるとともに白色光を用いた通常画像との併用観察が困難となる。一方、白色光を用いながらも、このような狭帯域に対応する分光画像を擬似的に再現するために、画像処理に通常用いられる色変換マトリクスに特定の狭帯域に適合されたマトリクスを演算する構成が提案されている（特許文献 2 参照）。

【特許文献 1】特開 2006 - 061620 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 239206 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかし、特許文献 2 のような構成では、画像処理が複雑な上、線形変換を用いるため所望の分光画像を再現することは困難であり、病変部などのターゲットとする部位や組織などの特徴を必ずしも十分に鮮鋭化して表示することはできない。例えば、内視鏡観察では、血管の分布の仕方から病変部の特定が行われることがあるが、特許文献 2 の構成では、血管のみを他の部位から十分に際立たせ鮮鋭化することはできず、通常に撮影された画像との見比べを行わないと適切な診断を行うことは困難である。

【0004】

本発明は、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも血管や病変部を十分に強調した画像を得ることを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明の電子内視鏡用信号処理装置は、R G B信号の入力値と出力値との間の対応をR G B毎に規定するR、G、Bトーンカーブを制御して階調を補正する階調補正手段を備え、Rトーンカーブは、R信号の入力値が相対的に低い低領域で出力値を集約するとともに相対的に高い高領域で出力値を分散することを特徴としている。

【 0 0 0 6 】

また、G、Bトーンカーブは、G、B信号の入力値が相対的に低い低領域および高い高領域で出力値を集約するとともに中間領域で出力値を分散する。R信号の高領域は、G、B信号の中間領域よりも高い領域を含む。また少なくとも、B信号の中間領域がG信号の中間領域よりも高い領域、またはG信号の中間領域がB信号の中間領域よりも低い領域を含む。更にG、B信号の中間領域とR信号の高領域との間に共有される領域が存在しない。

10

【 0 0 0 7 】

あるいは、GトーンカーブとBトーンカーブとは等しく、G、B信号の中間領域とR信号の高領域との間に共有される領域が存在する。

【 0 0 0 8 】

また本発明の電子内視鏡システムは、上記電子内視鏡信号処理装置を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

以上のように、本発明によれば、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも血管を十分に強調した画像を得ることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

図1は、本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 1 】

電子内視鏡装置10は、従来周知のように、体内に挿入される可撓管を備えるスコープ部11と、スコープ部11が着脱自在とされ、スコープ部11からの映像信号を受け取り、画像処理を行うプロセッサ部12と、プロセッサ部12から出力される映像を表示するモニタ13や、スチル画像を記録するプリンタ14などの出力装置（動画記録装置も含む）から主に構成される。

30

【 0 0 1 2 】

スコープ部11の可撓管の先端には、撮像レンズ15とともにイメージセンサ16が設けられ、その駆動は例えばスコープ部11内に設けられたタイミングジェネレータ17によって制御される。イメージセンサ16による撮像は、例えばプロセッサ部12に設けられた光源部19からライトガイド18を介して供給される白色照明光によって行われる。

【 0 0 1 3 】

イメージセンサ16で得られた補色のアナログ画像信号は、アナログフロントエンド20においてデジタル画像信号とされ、色補間回路21、マトリクス変換回路22を経てR G B信号に変換される。その後R G B信号はY C r C b変換回路23においてY C r C b信号に変換され、プロセッサ部12へと送り出される。

40

【 0 0 1 4 】

プロセッサ部12に入力されたY C r C b信号は、例えばC P U 24を介してD S P 25に入力される。Y C r C b信号は、D S P 25において輪郭強調処理などの画像処理が施された後、R G B信号に変換されて画像メモリ（揮発性メモリ）26に一時的に記憶される。またR G B信号には、C P U 24からの指令に基づいて、メモリM（不揮発性メモリ）に格納されたデータを参照してD S P 25において所定の階調補正が施され、スケール調整回路27へと順次出力される。スケール調整回路27では、階調補正を受けたR G

50

B 信号にスケール調整が施され、映像信号としてモニタ 13 やプリンタ 14 へと出力される。

【0015】

CPU 24 には、操作パネル 28 や、液晶モニタなどの表示器 29 が接続され、例えば操作パネル 28 に設けられたキーと表示器 29 を用いた GUI が提供される。すなわち、ユーザは、表示器 29 を見ながら操作パネル 28 を操作してモード選択等、各種設定を行うことができる。

【0016】

次に、図 2、図 3 を参照して、本実施形態における階調補正処理について説明する。図 2 は、階調補正処理手順および概念を説明するためのブロック図であり、図 3 は、階調補正処理を選択するために表示器 29 に表示される操作メニュー（設定画面）の一例を示すものである。

10

【0017】

階調補正処理では、R 信号 RIN、G 信号GIN、B 信号BINの各々に対してそれぞれ独立して階調補正が行われる。すなわち、R 信号 RIN に対しては R 色階調補正 31R、G 信号GIN に対しては G 色階調補正 31G、B 信号BIN に対しては B 色階調補正 31B が行われる。R 色階調補正 31R、G 色階調補正 31G、B 色階調補正 31B は、それぞれ複数の階調補正パターンを備え、これらのパターンは、トーンカーブとしてメモリ M に保持されている。

【0018】

20

図 2 には、例えば R 色階調補正 31R に対してトーンカーブ TR1 ~ TR3、G 色階調補正 31G に対してトーンカーブ TG1 ~ TG3、B 色階調補正 31B に対して、トーンカーブ TB1 ~ TB3 が用意された状態が模式的に示される。図 2 において、RGB のトーンカーブはそれぞれ (TR1、TG1、TB1)、(TR2、TG2、TB2)、(TR3、TG3、TB3) を 1 組として構成され、選択信号 SEL に基づいて択一的に RGB 1 組のトーンカーブが選択される。なお、本実施形態では、後述する 6 つの観察モードに対応する 6 組以上のトーンカーブが用意される。各トーンカーブは、例えば補正パラメータにより規定される数式として与えられてメモリ M に記憶されるが、ルックアップテーブル等を利用する構成とすることもできる。

【0019】

30

R 信号 RIN、G 信号GIN、B 信号BIN に対しては、選択された RGB トーンカーブに従って階調補正が施され、それぞれ R 信号ROUT、G 信号GOUT、B 信号BOUT としてスケール調整回路 27（図 1 参照）に出力される。なお、本実施形態では、観察部位に対応して胃のピットパターンや大腸の血管などを強調する階調補正が RGB 信号毎に行われる。

【0020】

トーンカーブの選択は、表示器 29 に表示される操作メニュー（設定画面）における観察モードの選択に基づく。図 3 に示されるように、表示器 30 の画面 S には、複数（例えば 6 個）の観察モードに対応するのボックス P1 ~ P6 が表示される。ユーザは操作パネル 28（図 1 参照）に設けられたカーソルキーの操作により、所望の観察モードに対応する何れかのボックス P1 ~ P6 を選択する。本実施形態において、観察モードは、例えば 2 つのマニュアルモード（P1、P2）と、胃、大腸、食道などの特定の器官に対応した胃部モード（P3）、大腸モード（P4）、食道モード（P5）と、観察部位を自動検出し、それに合わせた階調補正を行うオートモード（P6）である。

40

【0021】

マニュアルモード（P1、P2）は、それぞれユーザが手動で階調補正を行い、このときの補正パラメータをメモリに記憶させ、記憶された補正パラメータを用いて階調補正を行うモードである。胃部モード（P3）、大腸モード（P4）、食道モード（P5）は、出荷時に予め胃や大腸、食道に合わせた補正パラメータをメモリ M に記憶させておき、これにより階調補正を行うモードである。また、オートモード（P6）は、撮影中の画像に

50

対して画像処理、パターンマッチング等を施して観察部位を自動的に特定し、特定された部位（器官）に対応した補正パラメータ（予めメモリMに記憶）を用いて階調補正を行うモードである。なお、胃、大腸、食道以外の器官としては、例えば肺などが挙げられる。

【0022】

CPU24は、操作パネル28からの信号に基づいて観察モードを選択し、選択されたモードに対応した選択信号SELをDSP25に出力する。DSP25は選択信号SELに対応する補正パラメータをメモリMから取得して階調補正を行う。なお、オートモード（P6）が選択された場合には、CPU24は、画像メモリ26の画像データに特徴点抽出処理等を施し、そのパターンから観察部位を特定して、特定された観察部位に対応する選択信号SELを出力する。なお、部位の特定は、例えば胃であれば内視鏡挿入時の口内の画像やバレット部の画像のパターンを検出し、大腸であればハウストラの画像のパターンを検出するなど、各器官に特徴的なパターンを検出して行われる。

10

【0023】

なお、操作パネル29に設けられたキー操作（例えば、所定ボタンキーの押圧）により、階調補正を行わない観察モードが選択された場合は、上記DSP25におけるRGB信号に対する階調補正は行われず、RGB信号はそのままスケール調整回路27へと出力される。

【0024】

次に図4、図5を参照して本実施形態の階調補正処理の原理について説明する。

電子内視鏡で撮影される画像の輝度分布は、正規分布に近いものとなるが、RGB色成分毎のヒストグラムの分布パターンは、観察部位毎に異なり、ヒストグラムのパターンは、それぞれの部位に見られるパターン構造や血管構造、その大きさなどに依存する。本実施形態では、RGBのトーンカーブを制御して、RGB各成分のヒストグラムの分布を観察部位に適合させて階調補正を行い、部位特有のパターン構造や血管構造を観察し易くする。

20

【0025】

一般に、特定の色成分のヒストグラムの分散が小さくなると、その色成分の画素値は平均値に集約され、全体的にコントラストの高い画像となる。したがって、ある色成分において分散を小さくする変換を行うと、その色成分を主とするパターンが視覚的に強調される。一方、特定の色成分のヒストグラムの分散が大きくなると、その色成分の画像は全体的にコントラストの低い画像となる。したがって、ある色成分において分散を大きくする変換を行うと、その色成分を主とするパターンはメリハリのないものとなり、相対的に他の色成分を主とするパターンを強調する。

30

【0026】

本実施形態では、RGB各色成分のトーンカーブを制御することにより、各色成分のヒストグラムの分散を変更するとともに分布をシフトさせる。図4、図5は、本実施形態において適用が考えられる2種類のトーンカーブの典型パターンである。本実施形態では、これら2種類のタイプのトーンカーブをRGB成分毎に適宜変形するとともに、適宜組み合わせ使用することにより階調補正を行う。

【0027】

図4、図5において、直線Lは、 $y = x$ の直線であり階調補正を行わない場合に対応し、 $x = x_p$ 、 $y = y_p$ はトーンカーブT1、T2と直線Lとの交点Pに対応する。また、 $x = x_m$ は入力画素値の最大値（例えば255）、 $y = y_m$ は出力画素値の最大値（例えば255）である。

40

【0028】

図4、図5からも明らかなように、出力画素値は、トーンカーブの傾きが1よりも小さい点で集約され、傾きが1よりも大きい点で分散される。図4のトーンカーブT1を $y = f_1(x)$ と表すと、 $f_1(x)$ は $0 < x < x_p$ において $x < f_1(x)$ 、 $x_p < x < x_m$ において $x > f_1(x)$ となる連続関数である。すなわち、 $f_1(x)$ の $x = x_p$ での傾きは $f_1'(x) < 1$ となり、交点P近傍で出力画素値は集約される。なお、トーンカ

50

ーブ T_1 の場合、 $x = 0$ および $x = x_m$ の近傍において $f_1'(x) > 1$ となるので、最小画素値、最大画素値の近くでは出力画素値が分散される。

【0029】

一方、図5のトーンカーブ T_2 を $y = f_2(x)$ で表すと、 $f_2(x)$ は $0 < x < x_p$ において $x > f_2(x)$ 、 $x_p < x < x_m$ において $x < f_2(x)$ となる連続関数である。すなわち、 $f_2(x)$ の $x = x_p$ での傾きは $f_2'(x) > 1$ となり、交点 P 近傍で出力画素値は分散される。なお、トーンカーブ T_2 の場合、 $x = 0$ および $x = x_m$ の近傍において $f_2'(x) < 1$ となるので、最小画素値、最大画素値の近くでは出力画素値が集約される。

【0030】

次に、図6～図8を参照して、胃、大腸、食道における病変部を強調するための画像強調処理（色変換処理）の原理について説明する。なお、図6は胃、図7は大腸、図8は食道に対する画像強調処理を説明するための図である。

【0031】

なお、体内を撮影した画像では、一般に何れの部位においても輝度信号におけるR色成分の割合がGB色成分に比べて高いため、本実施形態の画像強調処理では、R色成分の制御が明度のコントラスト制御に略対応し、GB色成分の制御が色相（色味）のコントラスト制御に略対応する。

【0032】

図6(a)は、胃の内部を撮影したときに通常得られる画像（通常粘膜画像）のRGB画素値の分布と、病変部に特徴的な腺かん構造を主に含む画像（腺かん構造画像）のRGB画素値の分布を模式的に示すものである。すなわち、本実施形態の画像強調処理を施す前の通常粘膜画像および腺かん構造画像のRGB画素値に対する各ヒストグラムにおいて分布が集中する領域を示している。

【0033】

R色の画素値については、通常粘膜画像、腺かん構造画像ともに、画素値は略高領域に集中する。一方、G色の画素値については、通常粘膜画像の場合、略中領域に画素値が集中する特徴を有し、腺かん構造画像の場合には主に中領域～高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。また、B色の画素値については、通常粘膜画像の場合、主に低領域～中領域に渡って分布が集中する特徴を有し、腺かん構造画像の場合には、主に中領域～高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。

【0034】

図6(b)は、胃部モードにおける本実施形態のR成分への画像処理により、図6(a)に示す通常粘膜画像および腺かん構造画像のRGB画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示すものである。R成分の画像処理では、中領域～高領域のR成分の画素値が低領域～中領域の画素値へと変換（集約）される。胃の通常粘膜画像では、高領域の画素値は略R成分のみであるため、このような処理を施すと高領域の画素値をもつ画素が略無くなり画像は暗くなる（領域A1）。一方、腺かん構造画像では、高領域の画素値を有するG色成分、B色成分の画素も多く存在するので、R成分の高領域の画素値が略無くなっても画像は明るい状態に維持される（領域A2）。

【0035】

したがって、胃の内部を撮影した内視鏡画像に対して、上述のようにR成分の中領域～高領域画素値を低領域～中領域の画素値に変換（集約）する画像処理を行うと、腺かん構造を主に含む画像領域と、それ以外の通常粘膜を主に含む画像領域との間では、明度のコントラストが強調され、腺かん構造を主に含む画像領域が周辺よりも明るく強調される。

【0036】

図6(c)は、胃部モードにおける本実施形態のGB成分への画像処理により、図6(a)に示す通常粘膜画像および腺かん構造画像のRGB画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示す。本実施形態では、中領域のGB成分の画素値を、低領域および高領域の画素値に変換（分散）する。なお、これは例えば、中領域の所定値を境に画素値を低

10

20

30

40

50

領域または高領域の画素値へと変換するものである。

【 0 0 3 7 】

通常粘膜画像の中領域においては、B G 色成分の画素値は、主に中領域の相対的に低い方に多く、一方、腺かん構造画像の中領域においては、B G 成分の画素値は、主に中領域の相対的に高い領域に多く存在する。このため、上記所定値を適切に設定すると、通常粘膜画像の中領域のG B 成分は低領域の画素値に変換され、腺かん構造画像の中領域のG B 成分の画素値は高領域の画素値に変換される。すなわち、胃の内部を撮影した内視鏡画像の中領域のG B 成分は、本実施形態のG B 成分への画像処理により、通常粘膜画像は主に低領域（領域A 3）、腺かん構造画像は主に高領域（領域A 4）へと分散される。

【 0 0 3 8 】

これにより、通常粘膜を主に含む画像領域では低領域にG B 成分が偏在し、腺かん構造を主に含む画像領域では高領域にG B 成分が偏在するため、撮影された内視鏡画像のうち腺かん構造を主に含む領域のG B 成分が強調されて色味のコントラストが強調される。

【 0 0 3 9 】

次に、図7を参照して、大腸の画像強調処理について説明する。図7（a）は、大腸内部を撮影したときに通常得られる画像（通常粘膜画像）のR G B 画素値の分布と、病変部に特徴的なピット構造を主に含む画像（ピット構造画像）のR G B 画素値の分布を模式的に示すものである。すなわち、本実施形態の画像強調処理を施す前の通常粘膜画像およびピット構造画像のR G B 画素値に対する各ヒストグラムにおいて分布が集中する領域を示している。

【 0 0 4 0 】

大腸の通常粘膜画像のR 色の画素値は、略中領域～高領域に分布し、ピット構造画像のR 色の画素値は、略高領域に集中する。一方、G 色の画素値については、通常粘膜画像の場合、略中領域～高領域の低い領域に画素値が分布する特徴を有し、ピット構造画像の場合には主に高領域に分布が集中する特徴を有する。また、B 色の画素値については、通常粘膜画像の場合、主に中領域に分布が集中する特徴を有し、ピット構造画像の場合には、主に中領域～高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。

【 0 0 4 1 】

図7（b）は、大腸モードにおける本実施形態のR 成分への画像処理により、図7（a）に示す通常粘膜画像およびピット構造画像のR G B 画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示すものである。R 成分の画像処理では、胃部モードのときと略同様に、R 成分の中領域～高領域の画素値が低領域～中領域の画素値へと変換（集約）される。大腸の通常粘膜画像では、高領域の画素値はG 成分もある程度存在するもののその主体は略R 成分であるため、このような処理を施すと高領域の画素値をもつ画素が少なくなり画像は暗くなる（領域A 5）。一方、ピット構造画像では、高領域の画素値を有するG 色成分、B 色成分の画素も多く存在するので、R 成分の高領域の画素値が略無くなっても画像は明るい状態に維持される（領域A 6）。

【 0 0 4 2 】

したがって、大腸の内部を撮影した内視鏡画像に対して、上述のようにR 成分の中領域～高領域画素値を低領域～中領域の画素値に変換（集約）する画像処理を行うと、ピット構造を主に含む画像領域と、それ以外の通常粘膜を主に含む画像領域との間では、明度のコントラストが強調され、ピット構造を主に含む画像領域が周辺よりも明るく強調される。

【 0 0 4 3 】

図7（c）は、大腸モードにおける本実施形態のG B 成分への画像処理により、図7（a）に示す通常粘膜画像およびピット構造画像のR G B 画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示す。本実施形態では、中領域のG B 成分の画素値を、低領域および高領域の画素値に変換（分散）する。なお、これは例えば、中領域の所定値を境に画素値を低領域または高領域の画素値へと変換するものである。

【 0 0 4 4 】

通常粘膜画像の中領域においては、B色成分の画素値は、主に中領域の相対的に低い方に多い。また、G色成分の画素値は、中領域～高領域に広く分布するものの、分布の中心は中領域の低い領域にある。一方、ピット構造画像のB成分の画素値は、中領域～高領域に分布するものの、分布の主体は中領域の相対的に高い領域よりも上側に存在する。このため、上記所定値を適切に設定すると、通常粘膜画像のGB成分の画素値は主に低領域の画素値に変換され、ピット構造画像のGB成分の画素値は主に高領域の画素値に変換される。すなわち、大腸の内部を撮影した内視鏡画像の中領域のGB成分は、GB成分に対する本実施形態の画像処理により、通常粘膜画像では主に低領域（領域A7）、ピット構造画像では主に高領域（領域A8）へと分散される。

【0045】

10

これにより、通常粘膜を主に含む画像領域では低領域にGB成分が偏在し、ピット構造を主に含む画像領域では高領域にGB成分が偏在するため、撮影された内視鏡画像のうちピット構造を主に含む領域のGB成分が強調されて胃部モードと同様に色味のコントラストが強調される。

【0046】

次に、図8を参照して、食道の画像強調処理について説明する。図8(a)は、食道内部を撮影したときに通常得られる画像（通常粘膜画像）のRGB画素値の分布と、病変部に特徴的な褪色調を示す部位を主に含む画像（褪色調画像）のRGB画素値の分布を模式的に示すものである。すなわち、本実施形態の画像強調処理を施す前の通常粘膜画像および褪色調画像のRGB画素値に対する各ヒストグラムにおいて分布が集中する領域を示している。

20

【0047】

食道の通常粘膜画像のR色の画素値は、略中領域～高領域に分布し、褪色調画像のR色の画素値は、略高領域に集中する。一方、GB色の画素値については、通常粘膜画像の場合、略中領域に画素値が集中する特徴を有し、褪色調画像の場合には主に中領域～高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。

【0048】

図8(b)は、食道モードにおける本実施形態のR成分への画像処理により、図8(a)に示す通常粘膜画像および褪色調画像のRGB画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示すものである。R成分の画像処理では、胃部モードや大腸モードのときと略同様に、中領域～高領域のR成分の画素値が低領域～中領域の画素値へと変換（集約）される。食道の通常粘膜画像では、高領域の画素値をもつ画素としては、略R成分の画素しか存在しないので、このような処理を施すと高領域の画素値をもつ画素が殆どなくなり画像は暗くなる（領域A9）。一方、褪色調画像では、高領域の画素値のG色成分、B色成分の画素も多く存在するので、R成分の高領域の画素値が略無くなっても画像は明るい状態に維持される（領域A10）。

30

【0049】

したがって、食道の内部を撮影した内視鏡画像に対して、上述のようにR成分の中領域～高領域画素値を低領域～中領域の画素値に変換（集約）する画像処理を行うと、褪色調を主に含む画像領域と、それ以外の通常粘膜を主に含む画像領域との間では、明度のコントラストが強調され、褪色調を主に含む画像領域が周辺よりも明るく強調される。なお、食道モードでは、GB成分の画素値の変換は行われない。

40

【0050】

次に図9～図11を参照して、上述した各モードにおける画像強調処理を行うためのトーンカーブの具体例について説明する。図9は消化器用（胃部）のトーンカーブの設定例であり、図10は大腸用のトーンカーブの設定例、図11は食道用のトーンカーブの設定例である。図9～図11の何れにおいても、図4、図5と同様に横軸は入力画素値x、縦軸は出力画素値yである。また、直線Lは $y = x$ を表し、入出力画素値共に最小値0、最大値255（xm）である。

【0051】

50

図9、図10のRGBの各トーンカーブ、および図11のRのトーンカーブは、補正パラメータをA1、A2、xd、αとする例えば関数 $f(x) = (A1 - A2) / (1 + \exp[(x - xd) / \alpha]) + A2$ により表される。図9および図11において、消化器（胃部）用および食道用のRトーンカーブTR1、TR3は、補正パラメータ（A1、A2、xd、α）を（-5、500、300、70）としたものである。また、図9において、GトーンカーブTG1は、補正パラメータを（-28、259、100、45）、BトーンカーブTB1は、補正パラメータを（-17、259、110、40）である。これらの値は、入力値の最小値を0、最大値を255にしたときの値である。

【0052】

GトーンカーブTG1はS字の曲線であり、直線Lと点PG1（ $x = x_3$ ）で交わる。GトーンカーブTG1を $y = fg1(x)$ で表すとき（上記 $f(x)$ に限定されない）、 $fg1(x_3) = x_3$ であり、 $0 < x < x_3$ において $fg1(x) < x$ 、 $x_3 < x < x_m$ （ $= 255$ ）において $fg1(x) > x$ である。また、 $fg1(x)$ の微分値 $fg1'(x)$ に関しては、 $fg1'(x_1) = 1$ （ $0 < x_1 < x_3$ ）、 $fg1'(x_5) < 1$ （ $x_3 < x_5 < x_m$ ）となる。したがって、G信号の出力は、 $x = x_3$ を中心（最も分散の強い点）に中間領域XG1： $x_1 < x < x_5$ において分散され、その両側の入力値の低い領域： $0 < x < x_1$ 、および入力値の高い領域： $x_5 < x < x_m$ では集約される。なお、 x_3 はG成分のヒストグラムの中央値よりも小さい値に設定される。

【0053】

BトーンカーブTB1もS字の曲線であり、直線Lと点PB1（ $x = x_4 > x_3$ ）で交わる。BトーンカーブTB1を $y = fb1(x)$ で表すとき（上記 $f(x)$ に限定されない）、 $fb1(x_4) = x_4$ であり、 $0 < x < x_4$ において $fb1(x) < x$ 、 $x_4 < x < x_m$ （ $= 255$ ）において $fb1(x) > x$ である。また、 $fb1(x)$ の微分値 $fb1'(x)$ に関しては、 $fb1'(x_2) = 1$ （ $0 < x_2 < x_4$ ）、 $fb1'(x_6) < 1$ （ $x_4 < x_6 < x_m$ ）となる。したがって、B信号の出力は、 $x = x_4$ を中心（最も分散の強い点）に中間領域XB1： $x_2 < x < x_6$ において分散され、その両側の入力値の低い領域： $0 < x < x_2$ 、および入力値の高い領域： $x_6 < x < x_m$ では集約される。なお、 x_4 はB成分のヒストグラムの中央値よりも小さい値に設定される。

【0054】

一方、RトーンカーブTR1、TR3は、その関数を $y = fr1(x)$ と表すとき（上記 $f(x)$ に限定されない）、 $0 < x < x_m$ の全ての範囲において、 $fr1(x) < x$ となり、微分値 $fr1'(x)$ に関しては、 $fr1'(x_7) = 1$ （ $x_6 < x_7 < x_m$ ）となる。したがって、R信号の出力は、入力値の高い高領域XR1： $x_7 < x < x_m$ において分散され、入力値の低い領域： $x < x_7$ では集約される。なお、本実施形態においては、 $x_1 \sim x_7$ の大小関係は、添え字の大小に等しい。

【0055】

すなわち、図9では、少なくとも、B信号の中間領域XB1がG信号の中間領域XG1よりも高い領域、またはG信号の中間領域XG1がB信号の中間領域XB1よりも低い領域を含み、かつR信号の高領域XR1が、GBの中間領域XG1、XB1よりも高い領域を含む。更に、図9の例では、GBの中間領域XG1、XB1とR信号の高領域XR1との間には共通する領域が存在しない。

【0056】

次に図10のトーンカーブについて説明する。図10において、大腸用のRGBトーンカーブTR2、TG2、TB2は、上記 $f(x)$ の各補正パラメータ（A1、A2、xd、α）をそれぞれ（0、300、200、40）、（-5、350、120、30）、（-5、350、120、30）としたものである。すなわち、図10の例において、GトーンカーブTG2とBトーンカーブTB2は等しい。ただし本実施形態において、GBトーンカーブTG2、TB2は、 $x = x_{11}$ でその出力値が最大値255に達し、 $x = x_{11}$ では $y = \text{一定値}$ （最大値255）となる。

【0057】

10

20

30

40

50

GB トーンカーブ TG_2 、 TB_2 は S 字の曲線であり、直線 L と点 P_2 ($x = x_9$) で交わる。GB トーンカーブ TG_2 、 TB_2 を $y = f_2(x)$ で表すとき (上記 $f(x)$ に限定されない)、 $f_2(x_9) = x_9$ であり、 $0 < x < x_9$ において $f_2(x) < x$ 、 $x_9 < x < x_m$ ($= 255$) において $f_2(x) > x$ である。また、 $f_2(x)$ の微分値 $f_2'(x)$ に関しては、 $f_2'(x_8) = 1$ ($0 < x_8 < x_9$) となり、 $x_{11} < x < x_m$ で $f_2' = 0$ である。したがって、GB 信号の出力は、 $x = x_9$ を中心 (最も分散の強い点) に中間領域 XGB_2 : $x_8 < x < x_{11}$ において分散され、その両側の入力値の低い領域 : $0 < x < x_8$ 、および入力値の高い領域 : $x_{11} < x < x_m$ では集約される。なお、 x_9 は GB 成分のヒストグラムの中央値よりも小さい値に設定される。

【0058】

10

R トーンカーブ TR_2 は、その関数を $y = f_r_2(x)$ と表すとき (上記 $f(x)$ に限定されない)、 $0 < x < x_m$ の全ての範囲において、 $f_r_2(x) < x$ となり、微分値 $f_r_2'(x)$ に関しては、 $f_r_2'(x_{10}) = 1$ ($x_9 < x_{10} < x_m$) となる。したがって、R 信号の出力は、入力値の高い高領域 XR_2 : $x_{10} < x < x_m$ において分散され、入力値の低い領域 : $x < x_{10}$ では集約される。なお、本実施形態においては、 $x_8 \sim x_{11}$ の大小関係は、添え字の大小に等しい。

【0059】

すなわち、図 10 では、少なくとも、R 信号の高領域 XR_2 が、GB の中間領域 XGB よりも高い領域を含み、更に、図 10 の例では、GB の中間領域 XGB と R 信号の高領域 XR_2 との間に共有する領域が存在する。なお図 11 の食道モードにおいて、GB 成分の

20

【0060】

以上のように、本実施形態によれば、RGB 各成分のヒストグラムの分布を、RGB 信号のトーンカーブを制御することによりそれぞれの観察部位に見られるパターン構造や血管構造を強調するように変換し、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも患部の特徴を十分に強調した画像を得ることができる。

【0061】

本実施形態では、RGB 信号の階調補正処理をプロセッサ部での RGB 変換後に行ったが、階調補正処理はアナログフロントエンドの後、画像表示までの間の何れで行われてもよい。また、本実施形態において部位の選択は、プロセッサ部にもうけられた表示器を用い行われたが、プロセッサ部に接続されたコンピュータやモニタを用いて行ってもよい。

30

【0062】

また、本実施形態の階調補正処理を行わない、通常観察時の画像と切り替えて両者を比較観察する場合においても、輝度や画像の全体的な色合は大きく変化しないので、切り替えた画像に違和感を覚えることなく観察できる。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図 1】本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略を示すブロック図である。

【図 2】本実施形態の階調補正処理手順、およびその概念を説明するためのブロック図である。

40

【図 3】階調補正処理を選択するために表示器に表示される操作メニュー (設定画面) の一例である。

【図 4】本実施形態において適用が考えられるトーンカーブの典型的なパターンの一例である。

【図 5】本実施形態において適用が考えられるトーンカーブの典型的なパターンの別の一例である。

【図 6】胃部モードにおける画像強調処理の原理を説明するための図である。

【図 7】大腸モードにおける画像強調処理の原理を説明するための図である。

【図 8】食道モードにおける画像強調処理の原理を説明するための図である。

【図 9】消化器 (胃部) 用のトーンカーブの設定例である。

50

【図10】大腸用のトーンカーブの設定例である。

【図11】食道用のトーンカーブの設定例である。

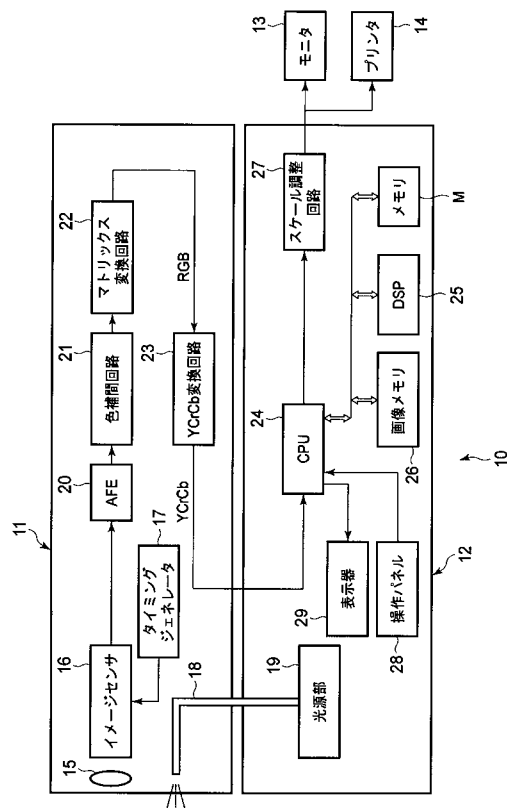
【符号の説明】

【0064】

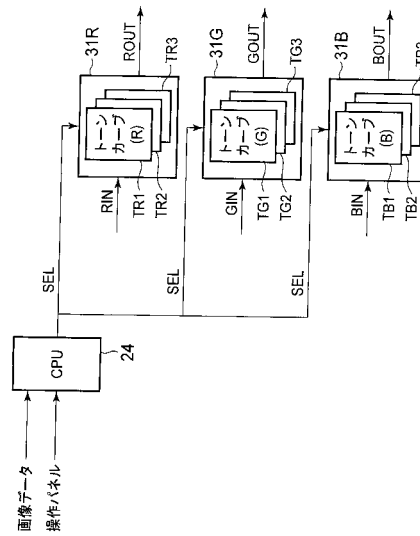
- 10 電子内視鏡装置
- 11 スコープ部
- 12 プロセッサ部
- 13 モニタ
- 14 プリンタ
- 16 イメージングセンサ
- 24 CPU
- 25 DSP
- 26 画像メモリ
- 28 操作パネル
- 29 表示器
- M 不揮発性メモリ

10

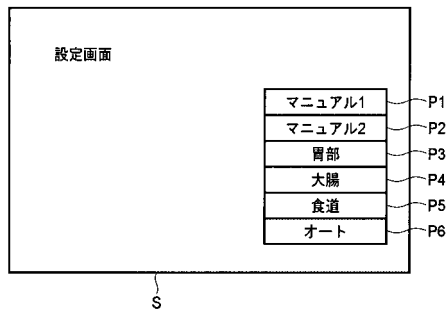
【図1】



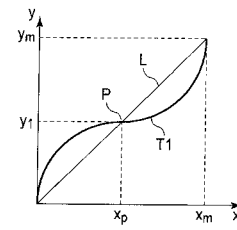
【図2】



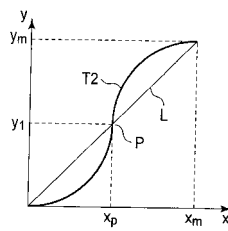
【図 3】



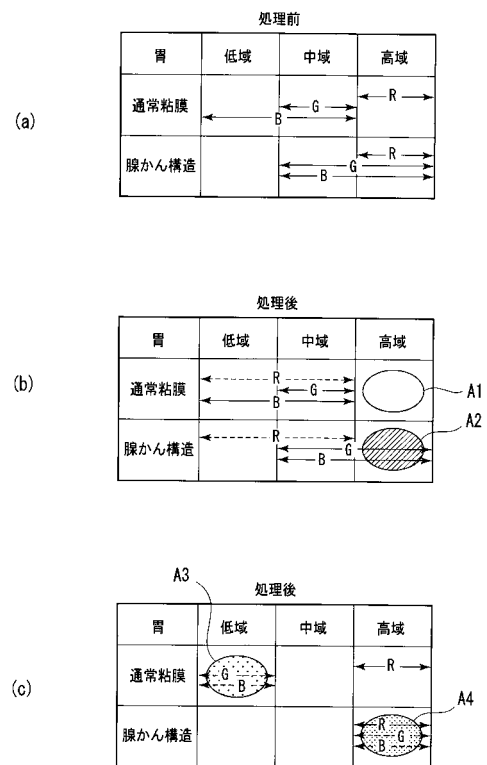
【図 4】



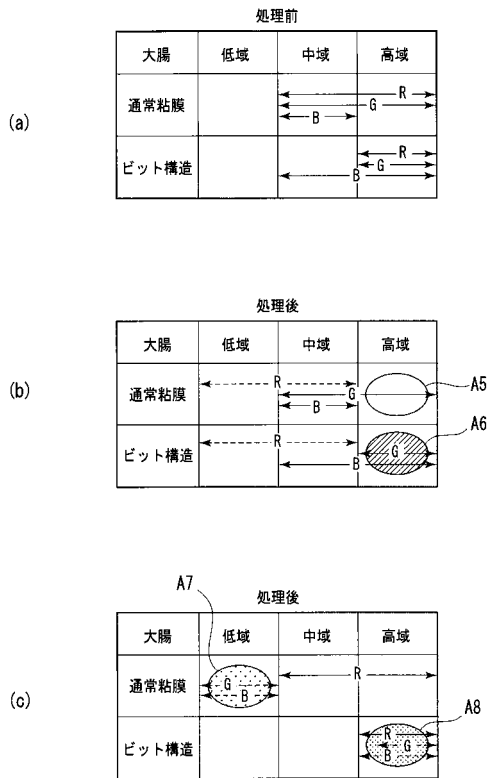
【図 5】



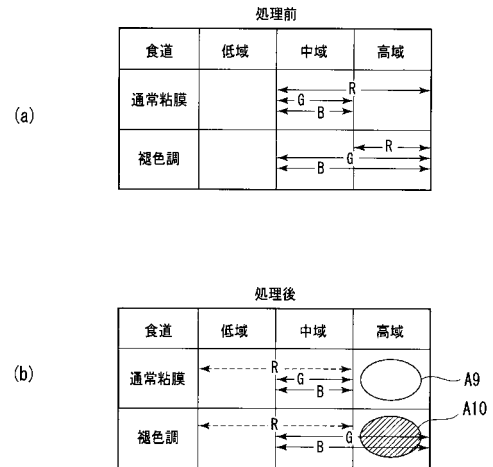
【図 6】



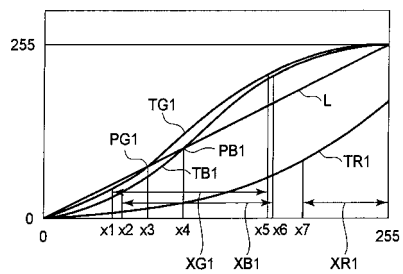
【図 7】



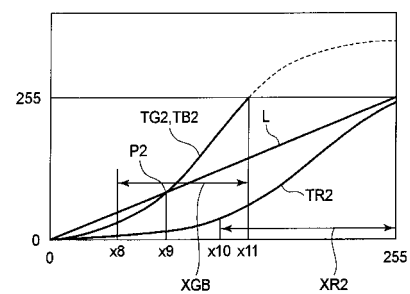
【図 8】



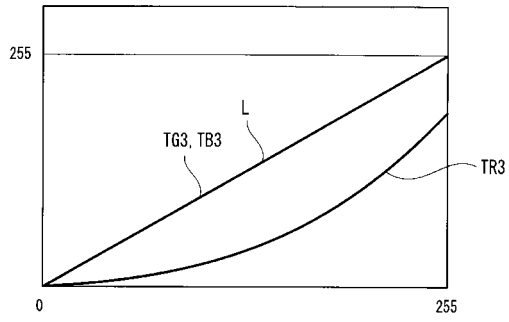
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 5/00 (2006.01) G 0 6 T 5/00 1 0 0

(72)発明者 高山 真一
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

審査官 渡▲辺▼ 純也

(56)参考文献 特開昭63-290539(JP,A)
特開平10-323326(JP,A)
特開2007-248997(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 1 / 0 0 ~ 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4
G 0 6 T 5 / 0 0
H 0 4 N 1 / 4 0 7
H 0 4 N 1 / 4 6
H 0 4 N 1 / 6 0

专利名称(译)	电子内窥镜信号处理装置和电子内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5467754B2	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	JP2008274566	申请日	2008-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高山真一		
发明人	高山 真一		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N1/60 H04N1/407 H04N1/46 G06T5/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/042 A61B1/05 H04N1/6027 H04N9/69 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N1/40.D H04N1/40.101.E H04N1/46.Z G06T5/00.100 A61B1/04 A61B1/045.610 G06T5/00.740 H04N1/407 H04N1/407.740 H04N1/56 H04N1/60.020 H04N1/60.110		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA15 2H040/DA52 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA07 2H040/GA10 4C061/AA02 4C061/AA04 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/WW01 4C061/WW07 4C061/WW08 4C061/YY02 4C061/YY12 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/WW01 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/YY02 4C161/YY12 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE11 5C077/LL19 5C077/MP08 5C077/NP01 5C077/PP15 5C077/PP32 5C077/PP34 5C077/PQ19 5C077/PQ22 5C077/SS05 5C077/SS06 5C079/HB01 5C079/HB04 5C079/LA02 5C079/LA12 5C079/MA02 5C079/MA11 5C079/MA17 5C079/MA19 5C079/NA05		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
优先权	2008177943 2008-07-08 JP		
其他公开文献	JP2010036017A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在电子内窥镜系统中使用白光，也要提供充分突出的血管图像。ŽSOLUTION：电子内窥镜系统通过光导18通过镜体部分11的远端照射来自光源部分19的白色照明光。设置在镜体部分11的远端的图像传感器16通过以下方式检测图像：白色照明灯。在由图像传感器16获取的模拟图像信号在模拟前端20中变换为数字信号之后，数字信号作为YCrCb信号被发送到处理器部分12。YCrCb信号通过处理器部分12的CPU 24发送到DSP 25，并转换成RGB信号，然后通过色调校正进行处理。在色调校正处理中，色调曲线由RGB信号控制，以控制RGB直方图的方差以改变直方图的分布。Ž

